

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

Faculté de génie

Département de génie mécanique

ANALYSE DE PERFORMANCES DES
ACTIONNEURS À FLUIDE
MAGNÉTORHÉOLOGIQUE POUR LES
INTERFACES HAPTQUES

Mémoire de maîtrise

Spécialité : génie mécanique

Louis-Philippe LEBEL

Jury : Alexandre GIRARD (Directeur)
Jean-Sébastien PLANTE (Codirecteur)
Alexis LUSSIER DESBIENS
François FERLAND

Résumé

Les interfaces haptiques sont des dispositifs permettant un retour en force, qui est généralement fait par l'entremise de moteurs électriques. Les interfaces haptiques peuvent être utilisées en formation pour simuler des environnements virtuels, par exemple, des organes virtuels pour la formation de chirurgien. Cependant, les moteurs électriques font face à un dilemme technique entre la densité de couple et une réponse dynamique, limitant ainsi les performances des interfaces haptiques.

Les actionneurs magnétorhéologiques, composé d'une source de puissance et d'embrayages à fluide magnétorhéologique, ont démontré leur potentiel face à ce dilemme technique. En effet, une multitude d'embrayages magnétorhéologique peuvent se partager une seule source de puissance. Les actionneurs magnétorhéologiques ont donc une excellente densité de couple tout en ayant de bonnes performances dynamiques.

Ce projet de recherche présente une analyse de performances des actionneurs magnétorhéologique pour les interfaces haptique. Les performances des actionneurs magnétorhéologique ont été comparées avec les moteurs électriques présentement utilisés dans la plupart des interfaces haptiques.

Des critères de performances ont été établis à l'aide de la littérature scientifique. Un modèle dynamique d'une interface haptique a été développé et utilisé pour faire une analyse sur les performances des actionneurs magnétorhéologiques et des moteurs électriques. Un banc de test a été développé pour valider le modèle et les résultats obtenus en simulation. Les résultats démontrent que les actionneurs magnétorhéologiques permettent une meilleure génération d'environnement virtuel. L'amortissement des actionneurs magnétorhéologiques doit être adressé pour augmenter la variété d'environnements virtuels pouvant être générés.

Mots clés : Actionneur, magnétorhéologique, haptique

Remerciement

Ce projet de recherche a été une réussite grâce l'aide et le support plusieurs personnes, je tiens donc à remercier toutes ces personnes.

Je remercie en un premier temps mes superviseurs, Pr Alexandre Girard et Pr Jean-Sébastien Plante qui ont toujours été présents pour offrir leur aide et leur expertise. Ils m'ont toujours poussé à m'impliquer dans une multitude de projets, me forçant à sortir de ma zone de confort et développer de nouvelles connaissances qui ont bâti mon portfolio signature d'ingénieur.

À l'entreprise Exonetik et son chargé de projet, Jean-Philippe Lucking Bigué, avec qui ce projet a eu une collaboration. Cette collaboration a permis de travailler sur une vraie problématique et d'y répondre, dans le but de développer une technologie innovante.

À toutes personnes ayant fourni une aide à ce projet, entre autres, Jean-Alexis Verreault, avec son aide et support a permis de concevoir et fabriquer un banc de test sur mesure pour ce projet de recherche.

Finalement, à ma copine, Corinne Beauchemin, qui m'a toujours soutenu et qui m'a appuyé à m'investir dans ce projet.

Table des matières

| | | |
|--------|--------------------------------------------------------|----|
| 1 | Introduction | 1 |
| 1.1. | Mise en contexte et problématique | 1 |
| 1.2. | Question de recherche..... | 3 |
| 1.3. | Objectif du projet de recherche..... | 3 |
| 1.4. | Contribution Scientifique..... | 4 |
| 1.5. | Plan du document..... | 4 |
| 2 | État de l’art | 5 |
| 2.1 | Les types d’interfaces haptiques | 5 |
| 2.2 | Fonctionnement d’une interface haptique..... | 6 |
| 2.2.1. | Impédance..... | 6 |
| 2.2.2. | Boucle de Fonctionnement | 7 |
| 2.3 | Limites de performances d’une interface haptique | 8 |
| 2.3.1. | Zone de génération (ZG) | 9 |
| 2.3.2. | Bande passante de génération..... | 11 |
| 2.4. | Les technologies actionneurs | 11 |
| 2.5. | Conclusion sur l’état de l’art..... | 16 |
| 3 | Développement..... | 17 |
| 3.1 | Avant propos..... | 17 |
| 3.2 | Abstract..... | 19 |
| 3.3 | Introduction..... | 19 |
| 3.4 | Mechanical Design | 21 |
| 3.4.1 | Magnetorheological Actuator | 21 |
| 3.4.2 | Test Bench | 23 |
| 3.5 | analytical development | 25 |
| 3.5.1 | Model..... | 25 |
| 3.5.2 | Parameter Characterization..... | 26 |
| 3.6 | Results..... | 27 |
| 3.6.1 | Experimental Results..... | 27 |
| 3.7 | Simulation Extrapolation | 30 |
| 3.8 | Discussion..... | 33 |
| 3.9 | Conclusion | 35 |
| 4 | Conclusion..... | 37 |
| 4.1 | Sommaire | 37 |

| | | |
|-----|------------------------------------|----|
| 4.2 | Contributions originales | 38 |
| 4.3 | Perspective et travaux futurs..... | 39 |
| 5 | References | 41 |

Liste des figures

| | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURE 1.1 : EXEMPLE D'UTILISATION D'UNE INTERFACE HAPTIQUE POUR INTERAGIR AVEC UN ENVIRONNEMENT VIRTUEL PROVENANT D'UNE SIMULATION | 1 |
| FIGURE 1.2 : ROBOT DAVINCI, UTILISANT UNE INTERFACE NON -HAPTIQUE POUR TÉLÉOPÉRER UN ROBOT CHIRURGICAL | 2 |
| FIGURE 2.1: FORMES RÉPANDUES D'INTERFACE HAPTIQUE. A) FIXE; B) PORTABLE ET C) TACTILE [4] | 5 |
| FIGURE 2.2 : A) INTERFACE HAPTIQUE FIXE DANS UNE APPLICATION DE SIMULATION CHIRURGICALE ET B) INTERFACE HAPTIQUE DANS UNE APPLICATION DE TÉLÉOPÉRATION | 6 |
| FIGURE 2.3 : SCHÉMATISATION DE L'INTERACTION DES DIVERSES COMPOSANTES D'UNE INTERFACE HAPTIQUE ET L'IMPÉDANCE | 8 |
| FIGURE 2.4 : EXEMPLE D'UNE ZONE ET BANDE PASSANTE DE GÉNÉRATION D'UNE INTERFACE HAPTIQUE | 9 |
| FIGURE 2.5 : COMPOSANTES ET SCHÉMATIQUE D'UN SYSTÈME SÉRIE ÉLASTIQUE | 13 |
| FIGURE 2.6 : SCHÉMATISATION D'UN SYSTÈME D'ACTIONNEMENT MAGNÉTORHÉOLOGIQUE | 14 |
| FIGURE 2.7 : SCHÉMATISATION DU FONCTIONNEMENT D'UN EMBRAYAGE MR | 15 |
| FIGURE 2.8 : A) SCHÉMATISATION D'UN EMBRAYAGE À DISQUE ET B) SCHÉMATISATION D'UN EMBRAYAGE À TAMBOURS | 15 |
| FIGURE 3.1 : RENDERING AREA OF A HAPTIC DEVICE AND RENDERING BANDWIDTH UNDER CLOSED-LOOP RENDERING OF A VIRTUAL SPRING, THE DESIRED VIRTUAL ENVIRONMENT (VE) | 20 |
| FIGURE 3.2 : A) CROSS SECTION OF THE TEST MR CLUTCH; B) EXPERIMENTAL TORQUE VS CURRENT LOOP OF THE TEST CLUTCH | 22 |
| FIGURE 3.3 : TEST BENCH USED TO COMPARE THE PERFORMANCE OF EM AND MR ACTUATION TECHNOLOGIES. MR CLUTCHES SUPPORT CASE MADE TRANSPARENT FOR BETTER UNDERSTANDING. | 24 |
| FIGURE 3.4 : A) SYSTEM DIAGRAM; B) 2-DOF DYNAMIC MODEL. | 26 |
| FIGURE 3.5 : EXPERIMENTAL BODE AND EFFECTIVE IMPEDANCE PLOT OF BOTH ACTUATION SYSTEM RENDERING A 200 N/M STIFFNESS WITH 170 MM LEVER. FULL LINES ARE EXPERIMENTAL DATA AND DOTTED LINES ARE THE CORRESPONDING MODEL PREDICTIONS. | 29 |
| FIGURE 3.6 : EXPERIMENTAL BODE AND EFFECTIVE IMPEDANCE PLOT OF BOTH ACTUATION SYSTEM RENDERING A 200 N/M STIFFNESS WITH 75 MM LEVER. FULL LINES ARE EXPERIMENTAL DATA AND DOTTED LINES ARE THE CORRESPONDING MODEL PREDICTIONS. | 30 |
| FIGURE 3.7 : A) EFFECT OF GEARING ON MR AND EM ACTUATION ON RENDERING BANDWIDTH; B) EFFECT OF ACTUATOR SCALING ON RENDERING BANDWIDTH; C) COMPARISON OF RENDERING AREA FOR A GIVEN MAX FORCE WITH IDENTIFIED RENDERING BANDWIDTH OF K_{max} . FULL LINES ARE CLOSED-LOOP IMPEDANCE AND DASHED LINES PASSIVE IMPEDANCE. | 33 |
| FIGURE 3.8 : 3-DOF MR MODULE | 35 |
| FIGURE 4.1 : INTERFACE HAPTIQUE AYANT 3 DEGRÉS DE LIBERTÉ UTILISANT LA TECHNOLOGIE DES FLUIDES MAGNÉTORHÉOLOGIQUES DÉVELOPPÉ EN PARTENARIAT AVEC L'ENTREPRISE EXONETIK | 37 |

Liste des tableaux

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| TABLE 1 : RELEVANT ACTUATORS FOR HAPTIC | 24 |
| TABLE 2: IDENTIFIED MODEL PARAMETERS OF THE 2-DOF MODEL OF THE TEST BENCH WITH THE 170 MM HAPTIC LEVER | 27 |

1 Introduction

1.1. Mise en contexte et problématique

L'interaction entre l'homme et la machine fait son apparition dans plusieurs secteurs. En effet, un exemple récent d'innovation est l'utilisation d'interface haptique, un dispositif pouvant donner un retour en force à un utilisateur pour interagir avec un environnement virtuel. Ainsi, une interface haptique de qualité permet à des chirurgiens, par exemple, de se pratiquer sans risque des centaines de fois dans un environnement virtuel réaliste avant de s'exécuter sur un patient [1]. La Figure 1.1 illustre un utilisateur touchant des organes virtuels par l'entremise d'un retour en force d'une interface haptique.

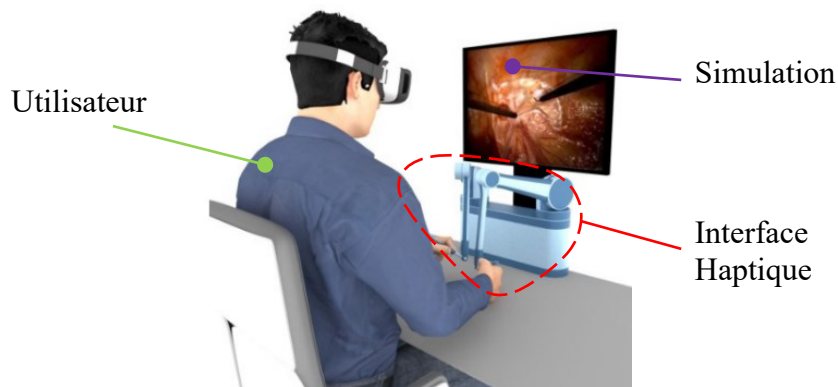


Figure 1.1 : Exemple d'utilisation d'une interface haptique pour interagir avec un environnement virtuel provenant d'une simulation

En l'absence d'interface haptique, la formation des chirurgiens est constituée de chirurgie sur des cadavres et par observations [2], résultant en plusieurs années de formation avant de pratiquer. L'utilisation d'interface haptique permet d'accélérer la formation [3]. Malheureusement, le coût élevé des interfaces haptiques performantes les rend peu accessibles [4].

Les applications d'une interface haptique ne se limitent pas à la formation. En effet, un retour haptique est essentiel dans les applications de téléopération, soit de contrôler à distance un autre robot, comme il en est le cas pour le robot d'assistance chirurgicale DaVinci, tel qu'illustré à la Figure 1.2. Ce robot d'assistance ne donne aucun retour en force au chirurgien, un fait reporté étant une limitation par des chirurgiens[5]. L'ajout d'un retour haptique de qualité sur un robot

chirurgical fait face à divers défis techniques, comme la possibilité de générer une infinité d'environnements virtuels.

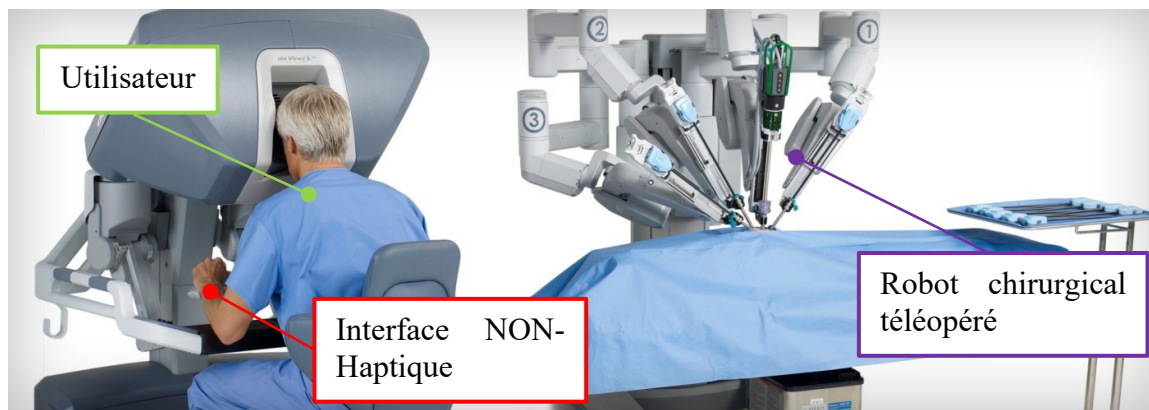


Figure 1.2 : Robot Da Vinci, utilisant une interface NON-haptique pour téléopérer un robot chirurgical

Une interface haptique de haute performance doit répondre à 3 critères, soit d'être capable de générer de petites à grandes forces, permettre un mouvement libre dans l'espace et générer un large spectre d'objet, allant de très mou à très dur [6].

Cependant, les technologies d'actionnement conventionnelles, comme les moteurs électriques, ne peuvent répondre à ces trois critères d'une manière optimale. Les moteurs électriques font face à un dilemme technique [7]. En effet, les moteurs électriques doivent être utilisés sans l'ajout de réducteurs dans le but de limiter les forces parasites, comme les forces inertielles, et de permettre un mouvement libre dans l'espace. Cependant, les moteurs électriques deviennent rapidement trop gros pour générer les forces désirées dans ces applications. Ainsi, des moteurs hautes performances ayant une architecture avec peu d'inertie et de force parasites sont utilisés dans les interfaces haptiques. Cependant, ces moteurs hautes performances sont dispendieux et plusieurs moteurs sont requis pour une seule interface haptique, résultant en des appareils très dispendieux. Le prix élevé rend ces interfaces haptiques peu accessibles [4].

Il est possible de vaincre ce dilemme technique en utilisant des actionneurs à fluide magnétorhéologiques. En effet, des travaux réalisés ont déjà montré que les actionneurs magnétorhéologiques sont capables de combattre le dilemme mécanique dont les moteurs électriques font face, dans le but d'améliorer la capacité de force pour une inertie de rotor équivalente [8]. De plus, les actionneurs magnétorhéologiques ont démontré leur faible coût,

car ceux-ci demandent qu'une seule source de puissance et les embrayages magnétorhéologique peuvent être produit à faible coût.

1.2. Question de recherche

Sachant la problématique limitant le déploiement des interfaces haptiques et les connaissances actuelles de la technologie d'actionneurs magnétorhéologique :

Quelles sont les limites de performance des interfaces haptiques et comment les actionneurs magnétorhéologiques se démarquent par rapport aux moteurs électriques?

1.3. Objectif du projet de recherche

L'objectif principal de ce projet de recherche est d'évaluer les performances des actionneurs magnétorhéologiques dans les interfaces haptiques. Pour répondre à l'objectif principal, des objectifs secondaires sont définis :

- Élaborer un modèle dynamique pour analyser les performances de différentes technologies d'actionnement en simulation
- Concevoir un actionneur magnétorhéologique ayant un couple de +/- 0.5 Nm pouvant être intégré à une interface haptique
- Identifier une métrique de performance pouvant comparer la technologie magnétorhéologique à celle retrouvée présentement dans les interfaces haptique
- Développer un banc de test de 1 degré de liberté permettant de comparer les performances expérimentales d'un moteur électrique à un actionneur magnétorhéologique
- Valider le potentiel des actionneurs magnétorhéologiques pour une interface haptique à plusieurs degrés de liberté.
- Développer un algorithme de contrôle pour interagir avec un environnement virtuel.

1.4. Contribution Scientifique

La contribution de ce projet de recherche est la quantification des performances des actionneurs magnétorhéologique pour des interfaces haptique. D'autres contributions secondaires découlent de ce projet de recherche, comme :

1. Analyse de l'influence des propriétés des actionneurs sur les performances d'une interface haptique
2. Utilisation d'un modèle à 2 masses sur l'impédance effective.
3. Développement d'une interface haptique à fluide magnétorhéologique ayant 3 degrés de liberté.

1.5. Plan du document

Un état de l'art est d'abord présenté décrivant les différents types d'interface haptique, le fonctionnement d'une interface haptique, une définition des limites de performances et les divers types d'actionnement.

Un article compose la méthodologie. On retrouve dans l'article le travail réalisé dans le cadre de ce projet de recherche pour répondre à la question de recherche, soit l'élaboration d'un modèle dynamique, la conception d'un banc de test et une analyse analytique et expérimentale des performances des actionneurs magnétorhéologiques pour une application haptique. L'article a été présenté à la conférence IEEE World Haptic Conference 2021 (WHC2021).

Finalement, une conclusion est présentée démontrant le potentiel des actionneurs magnétorhéologiques pour des applications haptiques.

2 État de l'art

Un état de l'art est réalisé pour bien définir la problématique et le défi présent dans les interfaces haptiques. On y retrouve un état de l'art des différents styles d'interface haptique, une description du fonctionnement d'une interface haptique, une définition des limites de performances et un état de l'art des divers types d'actionnement. L'état de l'art permet de conclure la pertinence de l'utilisation d'actionneur magnétorhéologique dans une interface haptique.

2.1 Les types d'interfaces haptiques

Une interface haptique désigne tout appareil permettant un retour en force à l'utilisateur. On retrouve les interfaces haptiques sous 3 formes, soit tactile, portable et fixe [4].

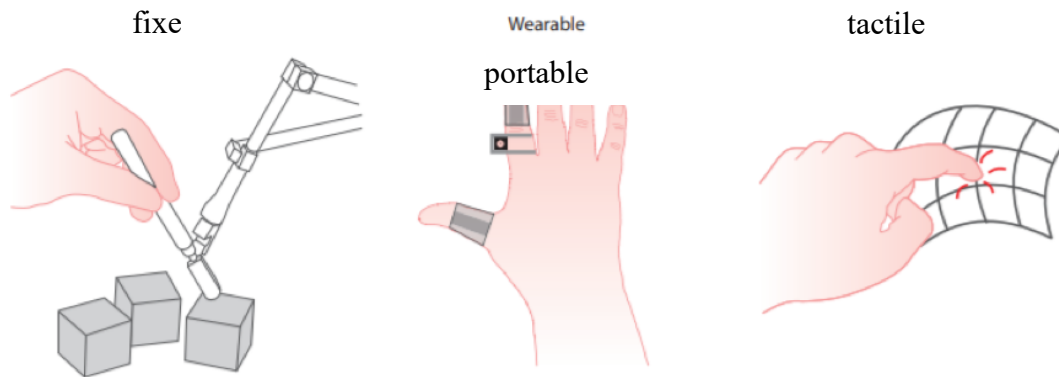


Figure 2.1: Formes répandues d'interface haptique. a) fixe; b) portable et c) tactile [4]

Les interfaces fixes sont définies comme une interface étant fixe à un point, comme un bras robotisé ancré au sol. Par conséquent, ce type d'interface a une zone de travail limitée. Une interface haptique dite portable, installée sur l'utilisateur, peut quant à elle, permettre une grande liberté à l'utilisateur, mais ne pourra pas empêcher le mouvement complet de l'utilisateur. La forme d'interface haptique la plus utilisée est l'interface tactile dans notre quotidien. On les retrouve sur nos téléphones intelligents, vibrant pour signaler à l'utilisateur qu'une touche a bien été pressée.

Les interfaces haptiques fixes sont majoritairement utilisées pour interagir avec un environnement virtuel dû à leur capacité de bloquer le mouvement, soit de générer des murs virtuels [9]. On les retrouve comme interface de simulateurs chirurgicaux, par exemple, pour simuler les organes humains, pour former des chirurgiens ou pour des applications de

téléopération [10], en reproduisant l'environnement du robot contrôlé à distance. Ces deux applications sont illustrées à la Figure 2.2.

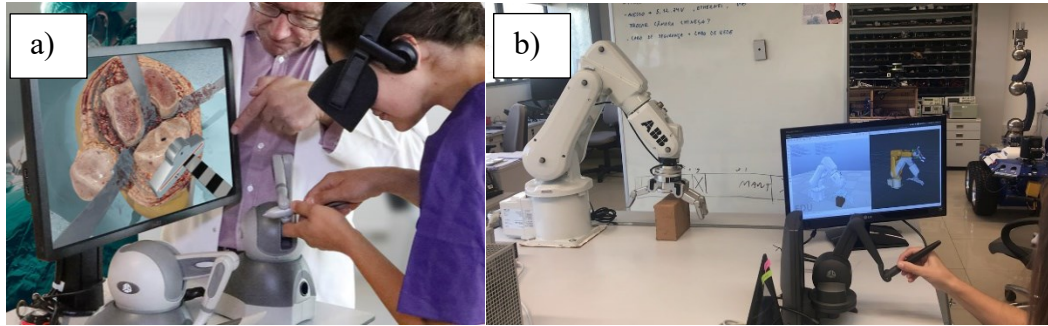


Figure 2.2 : a) Interface haptique fixe dans une application de simulation chirurgicale et b) interface haptique dans une application de téléopération

2.2 Fonctionnement d'une interface haptique

Dans cette section, l'impédance, les composantes d'une interface haptique sont déterminées et les stratégies d'asservissement sont identifiées pour comprendre le fonctionnement et les limites de performances d'une interface haptique.

2.2.1. Impédance

Une interface fixe permet de générer des impédances, soit des forces résistives au mouvement, pour simuler un environnement virtuel. Lors d'un mouvement, un déplacement x , une vitesse \dot{x} et une accélération \ddot{x} sont générés. Le mouvement créé interagit avec les propriétés de l'environnement virtuel, soit la rigidité k , la viscosité b et la masse m . Ainsi, suite à un déplacement, une force d'impédance, F , est générée.

$$F = kx + b\dot{x} + m\ddot{x}$$

Sous forme de fonction de transfert, l'impédance Z [11] se définit :

$$Z(s) = \frac{F(s)}{\dot{x}(s)}$$

Il est possible de générer un vaste spectre d'environnement virtuel en modifiant les paramètres d'impédance. En changeant les paramètres k , b et m adéquatement, on peut simuler un mur virtuel très rigide à un organe humain délicat.

2.2.2. Boucle de Fonctionnement

Le fonctionnement et l'interaction entre les composantes d'une interface haptique doivent être analysés pour identifier les limites de performance. La boucle de fonctionnement est décrite à la Figure 2.3. L'utilisateur déplace l'effecteur de l'interface, ce déplacement est détecté et mesuré par les capteurs de positions. La position mesurée est envoyée à un ordinateur. L'ordinateur génère des forces désirées pour reproduire l'environnement virtuel désiré, comme un contact avec un organe par exemple. Cette force désirée est ensuite commandée à l'actionneur pour générer cette force à l'utilisateur. La Figure 2.3 est une simplification de la boucle d'interaction, on y retrouve les composantes clés d'une interface haptique. Des composantes comme les contrôleurs bas niveau des actionneurs ne sont pas présents dans la schématique.

Chaque élément présent dans la boucle d'interaction est crucial pour maximiser les performances d'une interface haptique. Ces performances étant la capacité à simuler un vaste spectre d'impédance, pour simuler des tissus humains délicats et des os très rigides, et cela sur un vaste contenu fréquentiel [6].

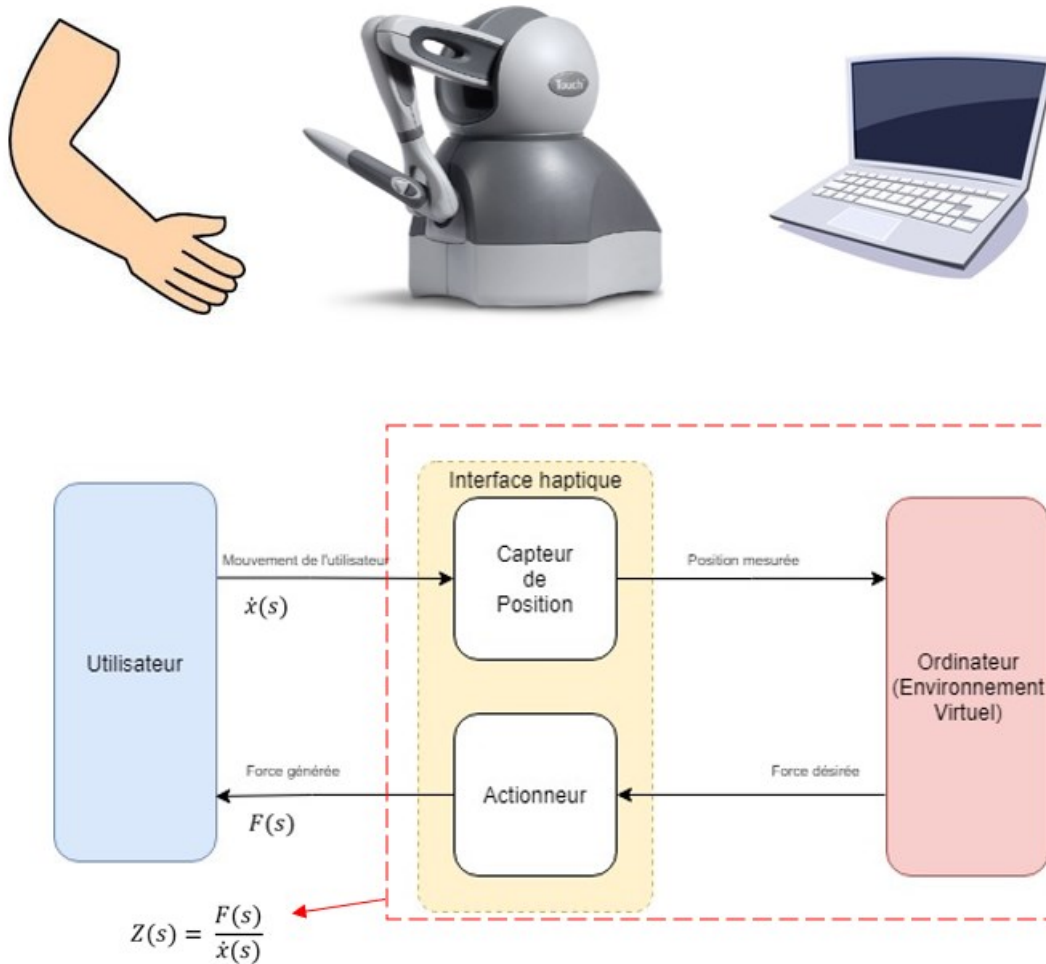


Figure 2.3 : Schématisation de l'interaction des diverses composantes d'une interface haptique et l'impédance

2.3 Limites de performances d'une interface haptique

Les critères de performances des interfaces haptiques ont été analysés en détail et identifiés pour quantifier les performances de diverses interfaces haptiques, et identifier les paramètres à améliorer pour optimiser les performances d'une interface haptique. Les nombreux critères de performances présents dans la littérature se complètent les uns les autres.

L'analyse réalisée ici a pour but de réunir les critères de performances pertinents à ce projet de recherche pour obtenir les performances globales d'une interface haptique. La Figure 2.4 illustre les 2 critères de performances proposés par ce projet de recherche, soit la zone de génération (ZG) et la bande passante de génération (BPG).

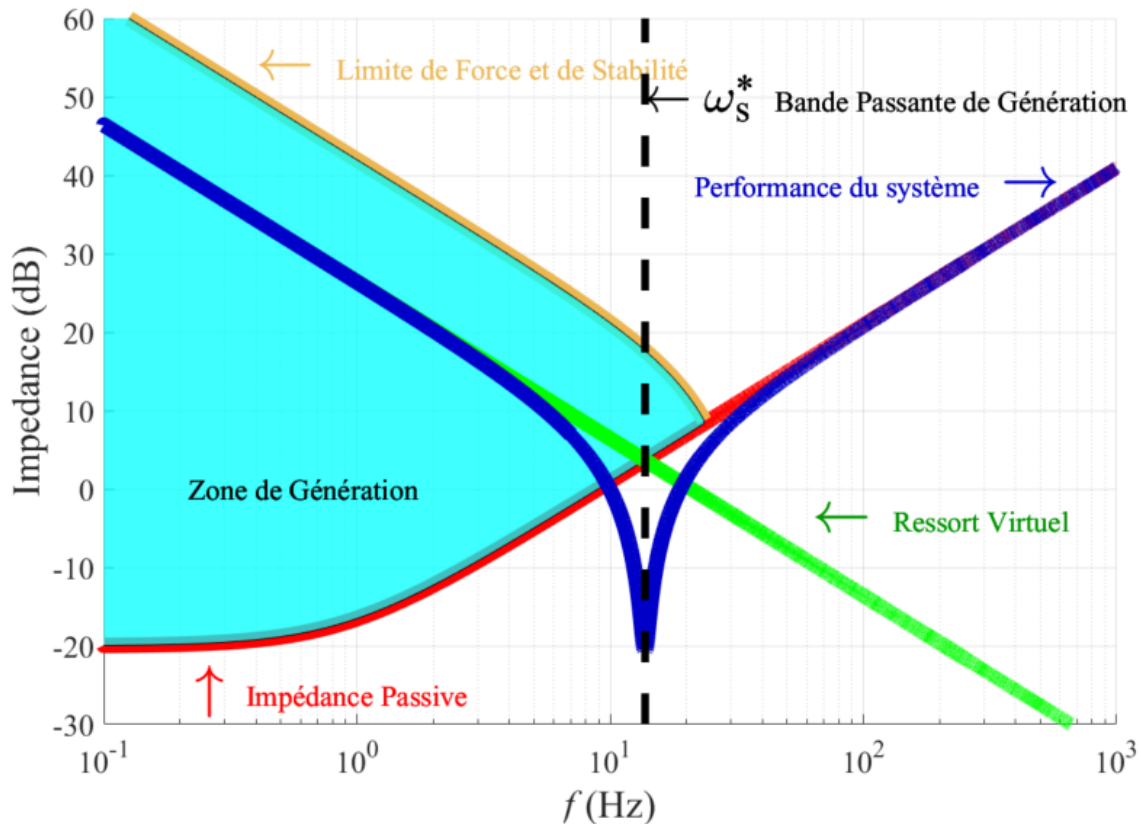


Figure 2.4 : Exemple d'une zone et bande passante de génération d'une interface haptique

2.3.1. Zone de génération (ZG)

Une interface haptique parfaite doit être capable de générer une infinité d'impédances, aucune impédance pour laisser le mouvement de l'utilisateur libre dans l'espace et des impédances extrêmement rigides, pour simuler un mur virtuel. Cependant, deux limites sont présentes.

Le système mécanique de l'interface haptique crée une première limite inférieure. En effet, l'impédance passive d'une interface haptique, soit la résistance au mouvement lorsqu'aucun environnement virtuel n'est généré, est définie par ses propriétés mécaniques. Une interface haptique peut difficilement générer une impédance plus faible que sa propre impédance passive sans stratégie de compensation. Cette impédance passive peut être identifiée à l'aide du modèle simplifié proposé par [12]. Le modèle simplifié étant composé d'un amortisseur et d'une masse. Le comportement de l'impédance passive d'une interface haptique selon la fréquence peut être observé à la Figure 2.4 (courbe rouge). À basse fréquence l'amortisseur domine l'impédance et à haute fréquence la masse domine l'impédance. La fréquence où ce changement se fait s'identifie à l'aide de l'équation :

$$\omega = b/m$$

Ainsi, l'impédance passive doit être minimisée lors de la conception d'une interface haptique dans le but de descendre la limite inférieure de la ZG.

La limite supérieure quant à elle est définie par deux paramètres, soit la stabilité et la capacité de force d'une interface haptique. Premièrement, lors de la génération de mur virtuel rigide, les gains du contrôleur doivent être augmentés agressivement, causant un risque d'instabilité. Le début de cette instabilité a été analysé et quantifié [13], [14]. En effet, la raideur maximale pouvant être générée peut être identifiée à l'aide la relation :

$$k_{max} \leq \min \left(\frac{2b}{T}, \frac{f_c}{\Delta} \right)$$

Où b est l'amortissement du système, T le temps d'acquisition, Δ la discrétisation dans l'espace et f_c la friction de coulomb du système. Ainsi, on peut imaginer augmenter l'amortissement virtuel dans le but d'augmenter la raideur. Cependant, les forces d'amortissement sont dépendantes de la vitesse, qui est généralement estimée à l'aide de la dérivé de la position. Ainsi, le signal de vitesse peut rapidement être bruité, générant de l'énergie lorsqu'il est utilisé pour ajouter de l'amortissement virtuel. Le Z-width [15] est une métrique proposée pour quantifier la raideur maximale en fonction de l'amortissement virtuel.

Finalement, une interface haptique doit avoir une bonne capacité de force, pour éviter de saturer en force lors de la pénétration de mur virtuel, brisant l'immersion [6]. Ainsi, les limitations de stabilité et la capacité de force d'une interface haptique définissent la limite supérieure. Cette limite est illustrée à la Figure 2.4 par la ligne jaune. Cette limite, rigidité maximale, est indépendante de la fréquence. La rampe descendante de la ligne jaune provient du fait que la rigidité est en relation avec la position, qui est l'intégrale, $\frac{1}{s}$, de la vitesse, définissant une rampe descendante lors de l'analyse fréquentielle de l'impédance, défini par $\frac{F(s)}{\dot{x}(s)}$.

La zone de génération permet ainsi de comparer visuellement diverses interfaces haptiques, en incluant plusieurs critères de performances, comme la stabilité, la capacité de force et l'impédance d'une interface haptique.

2.3.2. Bande passante de génération

Le comportement dynamique d'un environnement virtuel est important et doit être maximisé. Bien que l'humain est en mesure de déplacer une interface jusqu'à 20 Hz, une interface haptique doit générer des environnements virtuels à haute fréquence pour stimuler les récepteurs tactiles [16], pouvant ressentir des vibrations jusqu'à 1000 Hz [17]. En effet, c'est en stimulant les hautes fréquences que l'humain réussit à distinguer une surface rigide à une autre extrêmement rigide. L'humain a ainsi tendance à taper sur les deux surfaces pour identifier la plus rigide.

Une bande passante de génération (BPG) est une métrique quantifiant jusqu'à quelle fréquence les environnements virtuels seront simulés. Celle-ci peut être identifiée pour un ressort virtuel avec la relation :

$$\omega_s^* = \sqrt{\frac{K}{m}}$$

Où K est la raideur simulée et m la masse équivalente de l'interface haptique. Au-delà de ω_s^* , la raideur ne peut plus être générée, alors l'impédance passive du système domine. Ce comportement est illustré par la ligne bleue de la Figure 2.4.

Sachant que la raideur est imposée par l'environnement virtuel désiré, la seule variable pouvant améliorer la BPG est la masse du système. Quant à un amortisseur virtuel, celui-ci peut être généré jusqu'à la fréquence de coupure d'un filtre passe-bas[12].

2.4. Les technologies actionneurs

Les interfaces haptiques utilisent des actionneurs, comme illustré à la Figure 2.3 , pour générer des forces dans le but de procurer un retour en force à l'utilisateur. L'actionneur influence la majorité des performances d'une interface haptique.

Les propriétés de l'actionneur influencent la ZG et la BPG d'une interface haptique. Les propriétés mécaniques de l'actionneur définissent en partie l'impédance passive de l'interface haptique. De plus, l'actionneur définit la capacité de force d'une interface haptique, étant un critère pour augmenter la limite supérieure de la ZG. Ainsi, la sélection d'un actionneur est cruciale, car celui-ci est directement lié aux performances d'une interface haptique. Cependant,

les actionneurs sont fréquemment considérés parfaits dans les analyses de performances [12], [13].

Les moteurs électriques (EM), couramment utilisés dans les interfaces haptiques, font face à un dilemme technique, étant un compromis entre l'inertie reflétée et la capacité de couple, soit la densité de couple. Un EM peut rapidement devenir gros lorsqu'on désire avoir une bonne capacité de force. Ainsi, une solution observée en robotique est l'utilisation d'avantage mécanique, à l'aide de boîtier d'engrenage, pour obtenir une meilleure densité de couple. Cependant, l'inertie reflétée à la sortie de ce ratio est affectée au carré. Par conséquent, un avantage mécanique de 10 augmente l'inertie par un facteur 100. Les forces de viscosité et de friction sont également affectées par ce ratio. L'impédance passive d'un EM avec un avantage mécanique serait trop élevée, n'étant plus un actionneur transparent. Ainsi, l'utilisation d'avantage mécanique a un énorme impact négatif sur l'impédance passive, rendant peu pratique l'utilisation d'avantage mécanique agressif. De plus, l'utilisation d'avantage mécanique réduit les performances dynamiques d'une interface haptique en augmente l'inertie reflétée de l'actionneur.

Les moteurs électriques restent tout de même la technologie d'actionnement la plus utilisée pour les interfaces haptiques. Un léger avantage mécanique est utilisé dans les interfaces mécaniques pour obtenir un compromis entre force et liberté de mouvement. De plus, des moteurs électriques de type « ironless » sont utilisés, car ceux-ci ont une architecture permettant une faible inertie et basse friction et pratiquement aucun cogging (force causée par l'attraction des aimants dans un moteur électrique) ne peut être ressenti. Cependant, ces moteurs hautes performances sont dispendieux limitant l'accessibilité des interfaces haptiques [4].

Des technologies d'actionnement, comme les actionneurs série élastiques (SEA) sont proposés pour faire face au dilemme technique des EM. Un actionneur série élastique utilise une source de compliance, comme un ressort à la sortie d'un ensemble de EM et d'un boîtier d'engrenage. Cette compliance est utilisée comme filtre mécanique, permet de réduire l'inertie reflétée de l'actionneur. La Figure 2.5 illustre un exemple de SEA, utilisant une courroie comme source de compliance. Un capteur de position permet de mesurer la déformation du ressort, soit la force ressentie par l'utilisateur. Ainsi, le EM est contrôlé en position pour déterminer une force à la sortie du système SEA [18].

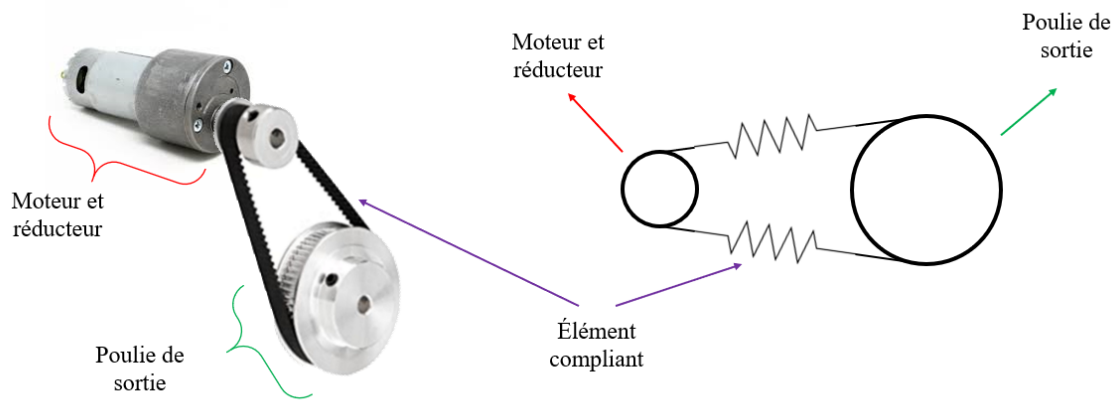


Figure 2.5 : Composantes et schématique d'un système série élastique

Cependant, la compliance ajoutée réduit la bande passante d'actionnement du système. Celle-ci pouvant être très faible [19] limitant les performances dynamiques et par conséquent, la perception des environnements virtuels générés.

Les actionneurs magnétorhéologiques permettent de combattre le dilemme technique des moteurs électriques par leur fonctionnement et leur architecture. Les actionneurs magnétorhéologiques sont composés d'une source de puissance, d'embrayages magnétorhéologique et d'une transmission de sortie. La Figure 2.6 illustre les composantes d'un actionneur magnétorhéologique.

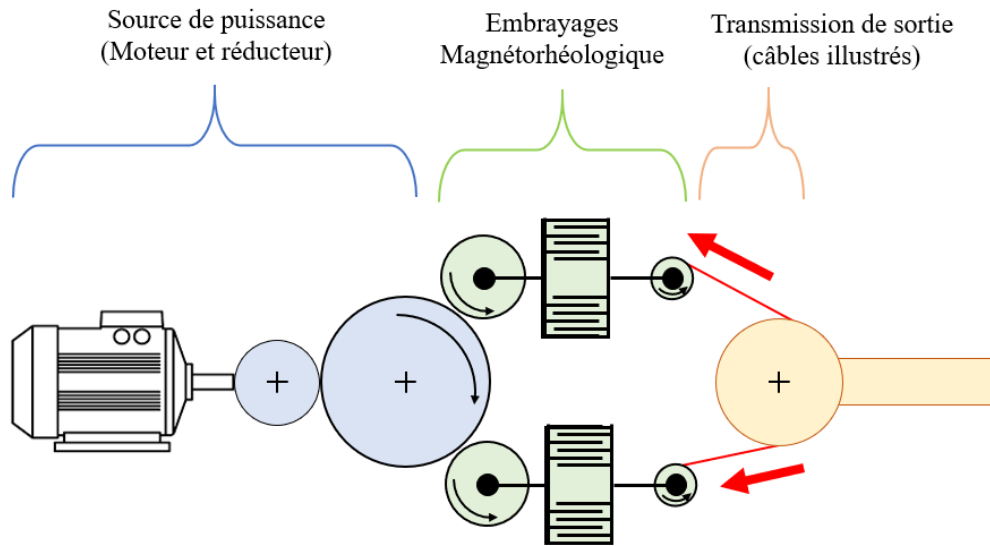


Figure 2.6 : Schématisation d'un système d'actionnement magnétorhéologique

L'embrayage magnétorhéologique permet de transmettre un couple de la source de puissance, tout en découplant les propriétés mécaniques de la source de puissance. Ainsi, seules les propriétés mécaniques du rotor de sortie d'un embrayage MR sont perçues par l'utilisateur. Un embrayage magnétorhéologique est composé d'une entrée et d'une sortie comme illustrée à la Figure 2.7. Ces deux arbres ne se touchent pas directement pour transmettre un couple. On retrouve un fluide magnétorhéologique entre les deux interfaces, un fluide composé d'huile et de fines particules de fer. Ce fluide MR a comme propriété de changer sa viscosité apparente sous un champ magnétique et par conséquent transmettre un couple dans un embrayage MR. Ainsi, lorsqu'aucun champ magnétique n'est présent, seul un faible couple visqueux est transmis par l'embrayage MR. Sous un champ magnétique, généré par un électro-aimant, un couple est transmis avec un comportement quasi linéaire entre le champ magnétique et le couple transmis.

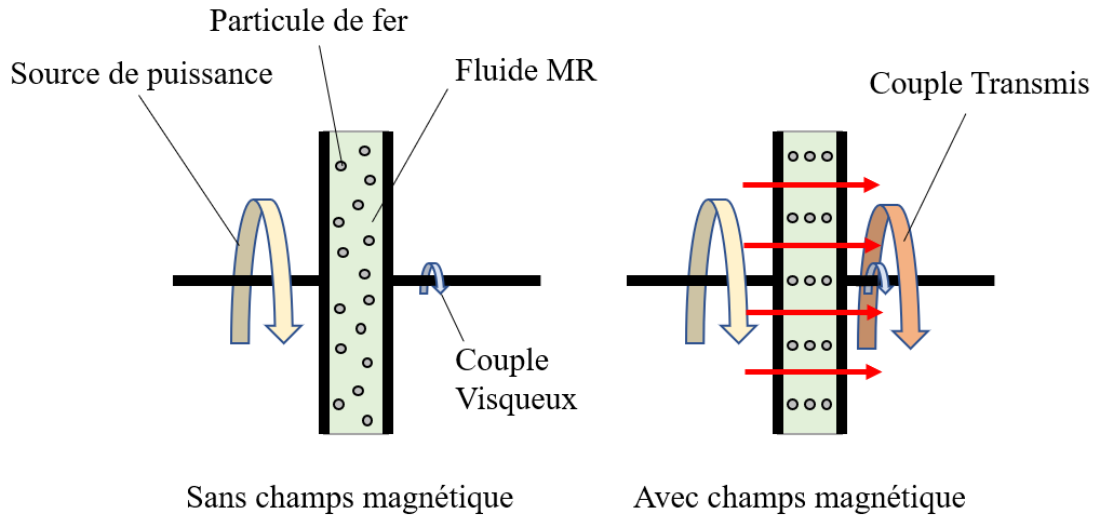


Figure 2.7 : Schématisation du fonctionnement d'un embrayage MR

Dans le but maximiser le couple transmits par un embrayage, la surface de cisaillement est optimisée. Deux stratégies sont observées dans la littérature, soient de l'approche par disque et par tambour, tel qu'illustré à la Figure 2.8. Ainsi, ces deux stratégies ont pour but d'utiliser plusieurs disques/tambours très minces dans le but d'augmenter la surface de cisaillement tout en minimisant l'inertie du rotor de sortie.

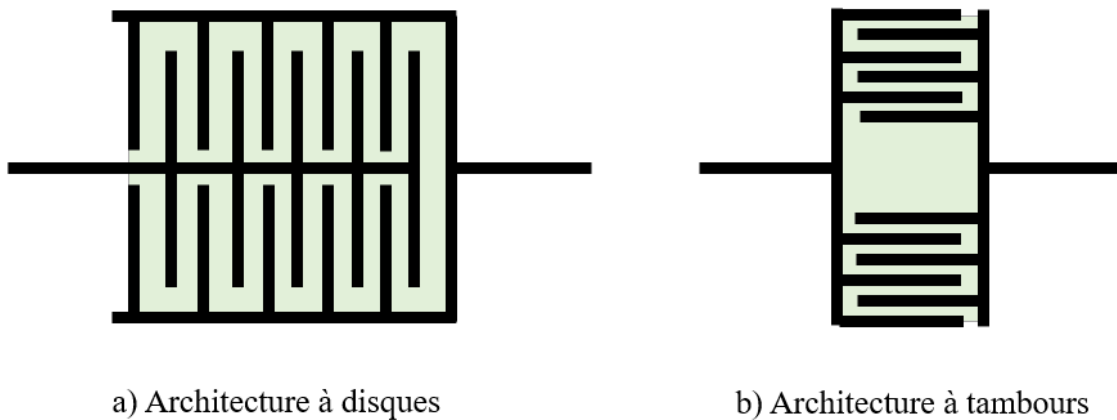


Figure 2.8 : a) Schématisation d'un embrayage à disque et b) schématisation d'un embrayage à tambours

La source de puissance peut être compacte en utilisant un moteur électrique et un boîtier d'engrenage sans altérer les performances du système. L'embrayage a comme fonction principale de découpler l'entrée et la sortie de l'embrayage. Ainsi, toutes forces parasites (« cogging » d'un moteur électrique) et propriété mécanique (inertie) de la source de puissance

ne sont pas transmises par l’embrayage. Les forces parasites et propriétés mécaniques (inertie, viscosité et friction) perçues par l’utilisateur sont donc celles du rotor de sortie de l’embrayage.

La faible inertie d’un embrayage MR permet de meilleures performances dynamiques. L’inertie d’un embrayage MR est typiquement 10x plus faible que celle d’un moteur électrique par entraînement direct équivalent [8]. Une faible inertie d’actionnement permet de meilleures performances dynamiques en réduisant la masse d’un système, par conséquent augmenter la bande passante mécanique, défini par l’inertie de l’actionneur et la rigidité de la transmission.

De plus, puisqu’un embrayage MR a une faible inertie, il est possible d’utiliser un avantage mécanique à la sortie d’un embrayage MR pour augmenter le couple total du système sans affecter les performances dynamiques dans la zone d’utilisation du système. En effet, l’utilisation d’avantage mécanique est limitée pour les moteurs électriques à cause l’inertie élevée des moteurs électriques, qui limite les performances dynamiques.

Ainsi, les actionneurs magnétorhéologiques permettent de faire face au dilemme technique en l’utilisant une source de puissance compacte tout en obtenant de meilleures performances dynamiques qu’un système moteur électrique équivalent.

2.5. Conclusion sur l’état de l’art

L’état de l’art permet de conclure qu’un actionneur idéal pour une application haptique est un actionneur ayant de bonnes propriétés mécaniques dans le but de réduire l’impédance passive d’une interface haptique. De plus, l’actionneur idéal doit être avoir de bonne performance dynamique pour rendre une simulation réaliste.

Un actionneur MR a le potentiel de répondre au requis de l’actionneur idéal pour une interface haptique. Ainsi, une analyse de performances des actionneurs MR sera réalisée pour quantifier leurs performances en comparaison à un moteur électrique.

3 Développement

3.1 Avant propos

Auteurs et affiliation :

Louis-Philippe Lebel : étudiant à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique.

Contribution :

Jean-Alexis Verreault : étudiant au baccalauréat, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique

Jean-Philippe Lucking Bigué : Ingénieur PhD, Exonetik

Jean-Sébastien Plante : Professeur, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique

Alexandre Girard : Professeur, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie robotique

Date de soumission : 17 Février 2021 (article accepté et présenté)

Revue : World Haptic Conference

Titre français : Analyse de performances d'actionneur à faible inertie magnétorhéologique pour interface haptique

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire en élaborant une analyse de performances des actionneurs magnétorhéologiques pour des applications haptiques

Résumé français :

Le défi d'obtenir des simulations d'environnements virtuels immersives est le développement d'interfaces haptiques ayant une grande zone de génération sur une grande plage de fréquences d'excitation. Une étude de performance analytique et expérimentale sur les performances des actionneurs magnétorhéologiques est conduite et permet de les quantifier et les comparer à des moteurs électriques. Un modèle dynamique à 2 degrés de liberté d'une interface haptique est utilisé pour réaliser l'analyse analytique pour comparer les zones de génération, la bande passante de génération, l'effet de l'avantage mécanique et l'échelle. Les résultats obtenus en simulation sont validés à l'aide de tests expérimentaux sur une grande plage de fréquences. Les résultats démontrent que pour une même force, les actionneurs magnétorhéologique ont le potentiel d'augmenter la bande passante de génération de 52.9% grâce à leur faible inertie.

Contrairement au moteur électrique, les actionneurs magnétorhéologique sont limités par leur viscosité, et non leur inertie. Cette limitation doit être adressée.

3.2 Abstract

A challenge to high quality virtual reality (VR) simulations is the development of high-fidelity haptic devices that can render a wide range of impedances at both low and high frequencies. To this end, a thorough analytical and experimental assessment of the performance of magnetorheological (MR) actuators is performed and compared to electric motor (EM) actuation. A 2 degrees-of-freedom dynamic model of a kinesthetic haptic device is used to conduct the analytical study comparing the rendering area, rendering bandwidth, gearing and scaling of both technologies. Simulation predictions are corroborated by experimental validation over a wide range of operating conditions. Results show that, for a same output force, MR actuators can render a bandwidth over 52.9% higher than electric motors due to their low inertia. Unlike electric motors, the performance of MR actuators for use in haptic devices are not limited by their output inertia but by their viscous damping, which must be carefully addressed at the design stage.

3.3 Introduction

Kinesthetic haptic devices provide force feedback during teleoperation tasks or virtual reality (VR) simulations. In either case, haptic devices must render a virtual environment (VE) with a given impedance, such as soft skin or hard bone. From the user's perspective, the rendered impedance must be as realistic as possible to ensure a total immersion. In practice, however, developing high-fidelity haptic devices is challenging since such devices must have (1) a wide rendering area as well as (2) a high rendering bandwidth.

As shown in Fig 3.1, the rendering area (light blue) of a haptic device is defined as the range of impedances that a device can render. This rendering area is lower bound by the passive impedance (red line) of the device and upper bound by the controller stability limit and force capacity (orange line).

A haptic system's passive impedance is critical to render low impedances, and to allow the user to feel completely free when moving in empty space [6]. Mechanical properties of a haptic device, such as inertia and damping, are responsible for its passive impedance, and thus must be minimized by design. On the other hand, a haptic system's high impedance rendering is limited by the maximal force of the device, to avoid force saturation [6], and the controller stability. Z-width, M-width and virtual wall stability criteria are different metrics that have been

proposed to quantify the maximum rendered impedances at a given operating frequency[15][13][20].

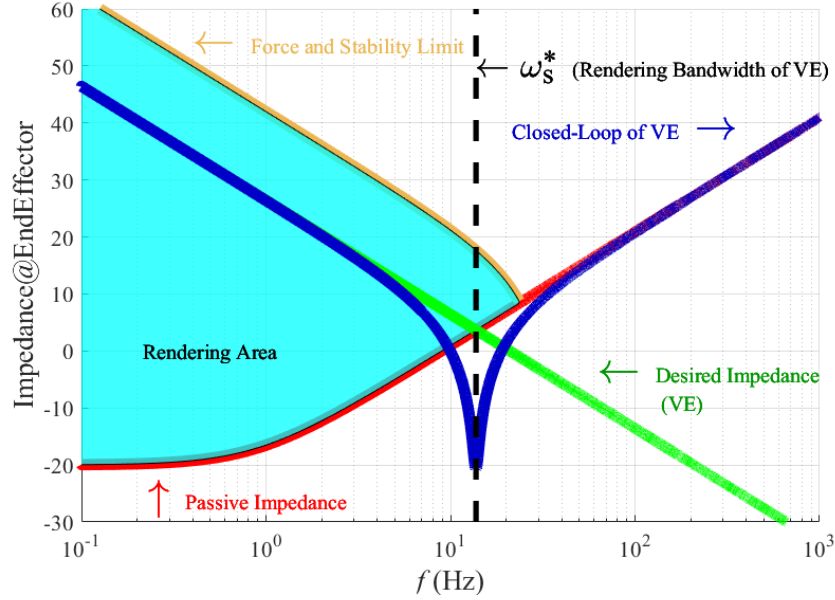


Figure 3.1 : Rendering area of a haptic device and rendering bandwidth under closed-loop rendering of a virtual spring, the desired Virtual Environment (VE)

To evaluate the rendering quality over a range of frequencies, the effective impedance concept has been proposed. This framework decomposes the overall system impedance into an *effective stiffness*, an *effective damping* and an *effective mass* across its usable frequency domain [12]. As shown in Figure 3.1, in the effective impedance framework, a VE (green line) consisting of a virtual spring can be rendered up to a rendering bandwidth, ω_s^* , defined by:

$$\omega_s^* = \sqrt{\frac{K}{m}} \quad (1)$$

where K is the stiffness of the virtual spring and m the total mass of the device. The rendering bandwidth of haptic devices must be as high as possible for user to distinguish hard surfaces from one another [21] by stimulating mechanoreceptors of the human body [16]. Beyond ω_s^* , inertial forces dominate the response.

From (1), the rendering bandwidth can only be increased by reducing the mass parameter, m , since the stiffness parameter, K , is imposed. The mass of a haptic device comprises the linkage

inertia and the reflected inertia of the actuator [22]. While the linkage inertia is imposed by the device, the actuator inertia can be minimized using low actuator technologies.

Low-impedance kinesthetic haptic devices mainly rely on electric motor (EM) as the primary source of actuation. However, high torque EMs can be bulky, and make use of appropriate gearing to reduce weight. However, a combination of EM and a gear reduction will significantly increase apparent inertia and friction, thus increasing the passive impedance of the device [23]. A popular alternative is the use of Series Elastic Actuators (SEA), where a spring element is placed between the actuator and load to lower the passive impedance. However, the added compliance lowers the system resonance [19], thereby limiting the maximum rendering bandwidth. Admittance system have also shown to have limited rendering bandwidth compared to impedance system [20].

A potential solution to increase both the rendering area and rendering bandwidth simultaneously, is to use magnetorheological (MR) actuators. An MR actuator is composed of a motor (power source) and at least one MR clutch, that is used to actively modulate the torque generated by the motor. MR clutches have better torque-to-inertia ratio than direct drive electric motor and have very high force bandwidth [8]. Thus, MR actuation has the potential to boost the rendering bandwidth of haptic devices for a given virtual environment by reducing the total mass (inertia) at the effector. Previous work studied the use of MR actuator for haptics devices [24]. While this exploratory work suggested promising capabilities for virtual wall rendering, the work did not provide quantitative data on the dynamic performance of MR actuators.

This paper thus presents an analytical and experimental study of the bandwidth area of MR actuators and the rendering bandwidth of virtual spring over its full operational frequency spectrum. Results are compared against equivalent electric motor in order to assess the potential of the MR technology as an actuation alternative in haptics.

3.4 Mechanical Design

3.4.1 Magnetorheological Actuator

Magnetorheological fluid (MRF) is composed of a carrier fluid and up to 40% of iron particles (3-10 microns)[7] making MRF responsive to magnetic fields. When a magnetic field is applied to the fluid, its apparent viscosity increases in milliseconds. The principle is used to finely control the torque transferred in MR clutches.

MR clutches overcome the limitation of EM actuator when facing an inevitable trade-off between force and inertia [8]. MR clutches are composed of thin, lightweight shear interfaces (generally drums or disks) minimizing the rotating inertia compared to EM rotor.

The specific clutch design used in this study is shown in Figure 3.2. A welded and brazed construction is used to efficiently guide the magnetic flux across the drums. The output rotor is machined from a rough blank made of braze stainless (rotor) and steel (drums) while the input assembly is made of a welded stainless steel and steel. The electromagnet consists of 140 turns coil of epoxy bonded 28 AWG copper wire.

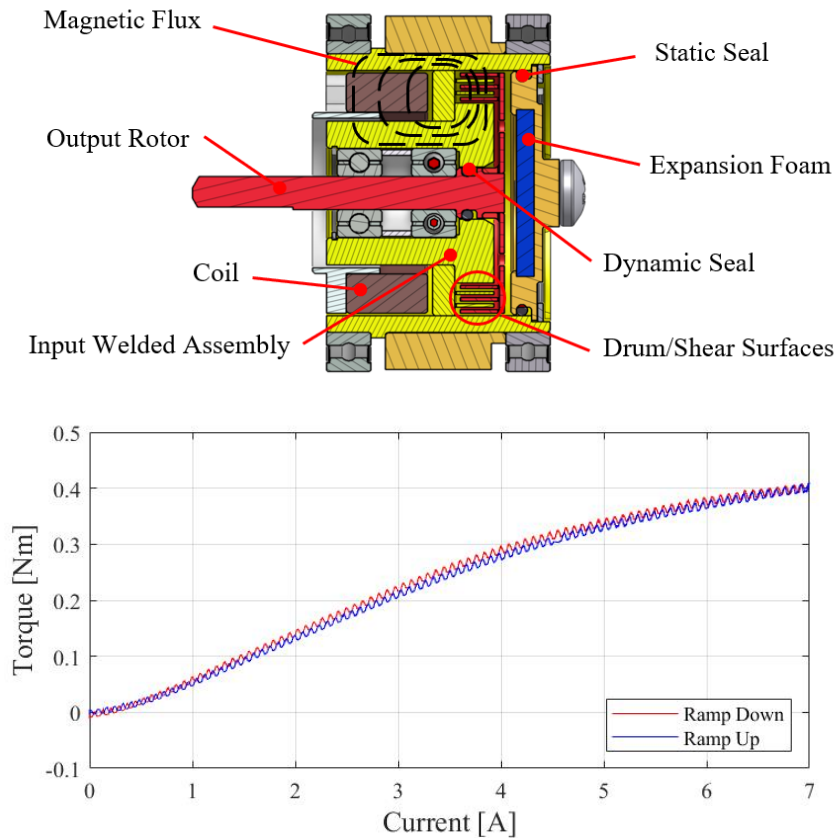


Figure 3.2 : a) Cross section of the test MR clutch; b) Experimental torque vs current loop of the test clutch

The clutch's blocked output torque is measured experimentally with the test bench described in section 3.4.2. A linear current ramp up (0 to 7A) of a duration of 10 seconds followed by an identical ramp down is induced in the coil. Input of the clutch is turning at a constant speed of 530 RPM. Results are shown in Figure 3.2b and MR clutch specifications are listed in TABLE 1.

The torque versus current loop of Figure 3.2b shows negligible magnetic hysteresis. Indeed, a quasi-linear behavior can be observed between 1 and 4 amperes, making MR clutches easily controllable. Above 4 amperes, the magnetic frame begins to saturate, limiting the maximal output torque to ~ 0.4 Nm. Small torque oscillations observed in Figure 3.2b are caused by a mechanical runoff between the input and output rotor of the MR. Those oscillations are not detrimental and could be removed with better machining.

3.4.2 Test Bench

A haptic lever test bench, shown in Figure 3.3, is designed to analyze and compare the performance of an EM actuated and MR actuated haptic device under various operating conditions. Both actuations technologies can rapidly and easily be coupled or decoupled to the lever using set screws. Thus, the mechanical properties of the lever itself remain the same for all actuation system. A 17 bits encoder, *Netzer DS-25*, is mounted directly on the lever shaft and is used as position sensor of the haptic lever. High resolution position sensor is used to prevent instability at high rendered stiffness [13]. A 6 axis loadcell, *ATI nano 17*, is mounted at the end-effector of the lever for data acquisition. The lever, composed of a carbon fiber tube, has a length

of 170 mm (from rotation axis to center of loadcell) and can be swapped for a shorter 75 mm version to analyze the influence of mechanical gearing on performances.

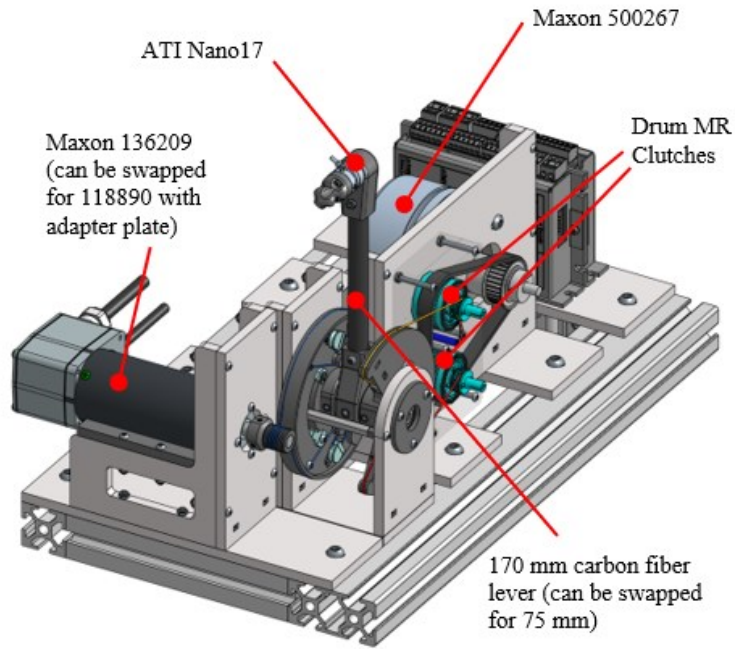


Figure 3.3 : Test bench used to compare the performance of EM and MR actuation technologies. MR clutches support case made transparent for better understanding.

TABLE 1 : RELEVANT ACTUATORS FOR HAPTIC

| Parameter | Actuators | | | |
|----------------------------------------------------------|----------------------|------------------|------------------|------------------|
| | Proposed drum clutch | Maxon 118890 | Maxon 136206 | Maxon 136209 |
| Rated torque (Nm) | 0.4 | 0.046 | 0.174 | 0.35 |
| Rotor Inertia ($\text{g}\cdot\text{cm}^2$) | 2.7 | 20 | 119 | 209 |
| Torque/Inertia ($\text{N.m}/\text{g}\cdot\text{cm}^2$) | $1.48\text{e-}1$ | $2.30\text{e-}3$ | $1.46\text{e-}3$ | $1.67\text{e-}3$ |
| Torque Density ($\text{N.m}/\text{g}$) | $4.71\text{e-}3$ | $1.70\text{e-}4$ | $2.05\text{e-}4$ | $3.18\text{e-}4$ |
| Mass (g) | 85 | 270 | 850 | 1100 |
| Overall Dimension (mm) | 30x30x40 | 32x32x60 | 45x50x111 | 45x50x145 |

The MR actuator subsystem uses a pancake style motor (*Maxon 500267*) to drive a pair of 0.4 Nm MR clutches. The motor is speed controlled using a servodrive *ECSON 70/10* to provide a velocity higher than the required output velocity of the MR clutch. An antagonist configuration is selected for the 2 MR clutches, each pulling the lever in its own direction. Cable preloading is unnecessary since the antagonist configuration maintains a minimal tension in the cables at all time due to the clutches viscous drag.

As for the EM subsystem, two ironless brushless *Maxon* motor, *136209* and *118890* are used in this study and their specifications are listed in Table 1 along with a smaller model reference *136206*. A capstan drive is used to transfer EM torque to the haptic lever.

Both actuation subsystems are designed to have the same mechanical gearing. A 14 mm winding drums are used on both actuators and ultra-flexible steel cables are used everywhere.

3.5 analytical development

3.5.1 Model

A 2 degrees of freedom (DOF) model, shown in Figure 3.4b, is proposed to analyze the rendering bandwidth and rendering area of MR and EM system. The actuator, modelled as m_1 and b_1 , produces a force, F_a , that is transmitted by the transmission, k and b , to move the linkage, m_2 . Human interaction is integrated to the model with force F_h .

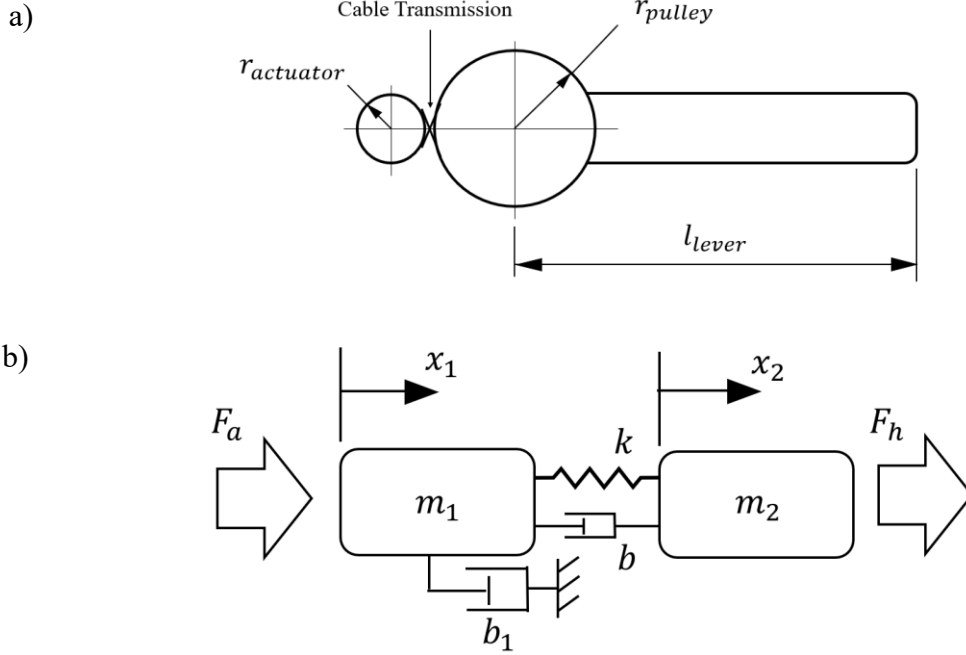


Figure 3.4 : a) System diagram; b) 2-DOF dynamic model.

The system's 2-DOF impedance is represented by the transfer function:

$$Z_h(s) = \frac{F_h(s)}{\dot{x}_2(s)} = \frac{m_1 m_2 s^3 + (m_2 b_1 + m_1 b + m_2 b)s^2 + (b_1 b + m_1 k + m_2 k)s + b_1 k}{m_1 s^2 + (b_1 + b)s + k} \quad (2)$$

expressed at the lever output in linear coordinates. The rotary to linear conversion is done by considering the system's geometry linking the actuator inertia to its equivalent linear mass:

$$m_1 = I_{actuator} * \left(\frac{r_{pulley}}{r_{actuator}} \right)^2 * \frac{1}{l_{lever}^2} \quad (3)$$

where r_{pulley} is the radius of the lever's pulley, $r_{actuator}$ is the radius of the actuator's pulley, l_{lever} the lever's length and $I_{actuator}$ the actuator's inertia. All parameters are shown in Figure 3.4a.

3.5.2 Parameter Characterization

Parameters of the 2-DOF model are identified with 2 experimental tests.

A first characterization test is used to identify the actuator and transmission properties (m_1 , b_1 , k and b) by blocking the effector of the lever (Blocking m_2). A logarithmic chirp, ranging from 0.1 to 500 Hz, is sent as actuator command and output force is measured.

A second test is used to identify the properties of the lever, that is its equivalent linear mass (m_2), by adding a known compliance at the end effector. Again, a 0.1 to 500 Hz chirp excited a broad range of frequencies.

In both characterization tests, identified values, shown in TABLE 2, are manually adjusted from theoretical values to a best visual fit the system experimental response.

TABLE 2: IDENTIFIED MODEL PARAMETERS OF THE 2-DOF MODEL OF THE TEST BENCH WITH THE 170 MM HAPTIC LEVER

| Param. | ACTUATORS | | | | Comments |
|-----------------|------------------------------|-------------|------------|-------------|------------------------------------------------|
| | EM system (118890-136209) | | MR system | | |
| | Identified | Theoretical | Identified | Theoretical | |
| m_1 (g) | 3,7-30,8 | 3,7-38,5 | 1,5 | 1,0 | Eq. mass of actuation at end-effector |
| b_1 (Ns/m) | 0,1-1,1 | N/A | 1,0 | N/A | Eq. damping of actuator at end- effector |
| m_2 (g) | 14,0 | 11,0 | 14,0 | 11,0 | Eq. mass of lever inertia at end-effector |
| k (N/m) | 6 000 | N/A | 4 000 | N/A | Eq. Transmission stiffness |
| b (Ns/m) | 10 | N/A | 20 | N/A | Eq. Transmission damping |

3.6 Results

3.6.1 Experimental Results

The closed-loop impedance performance of each actuation system is experimentally analyzed and compared to model predictions.

Experimental bode and effective impedance are respectfully shown in Figure 3.5 for *170 mm* lever and Figure 3.6 for *75 mm* lever. Impedance of the end-effector is then decomposed into its main components, effective stiffness, effective damping and effective mass as proposed in [12] that can be analyzed through their frequency domain.

Data are obtained by stimulating a broad range of frequencies at the end-effector. Low frequencies are manually excited by moving the end-effector of the haptic lever and higher frequency are excited by providing impacts on the end effector. At least 3 minutes of data are used to plot the end-effector impedance, equally alternating between manual and impact excitation. 2 levers length, 170mm and 75 mm, are used to analyze impact of mechanical advantages.

The rendering bandwidth is affected by the total reflected inertia of the system, as discussed in section 3.5. Thus, by changing the lever length to from *170 mm* to *75 mm*, the reflected inertia of actuators is increased by the square of the length change changing the total mass of the system. Performance of the high inertia actuator (136209) is significantly reduced by such a ratio change, with a rendering bandwidth nearly cut in half as demonstrated in Figure 3.6.

Figure 3.5 and Figure 3.6 show that model predictions using the parameters of TABLE 2 are in good agreement with experimental data over widely varying operating conditions consisting of a 0-100 Hz frequency spectrum, 3 different actuator sizings, and 2 different mechanical

gearings. Model fidelity and accuracy, as limited to the boundaries of this work, are thus confirmed.

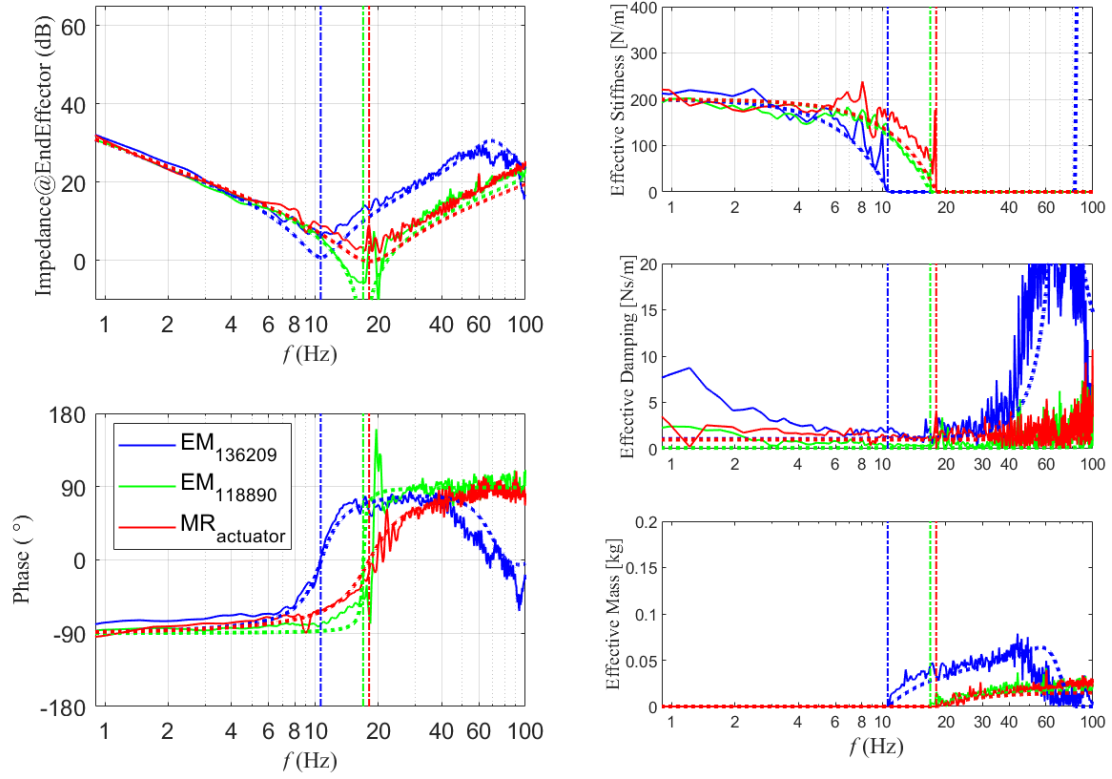


Figure 3.5 : Experimental bode and effective impedance plot of both actuation system rendering a 200 N/m stiffness with 170 mm lever. Full lines are experimental data and dotted lines are the corresponding model predictions.

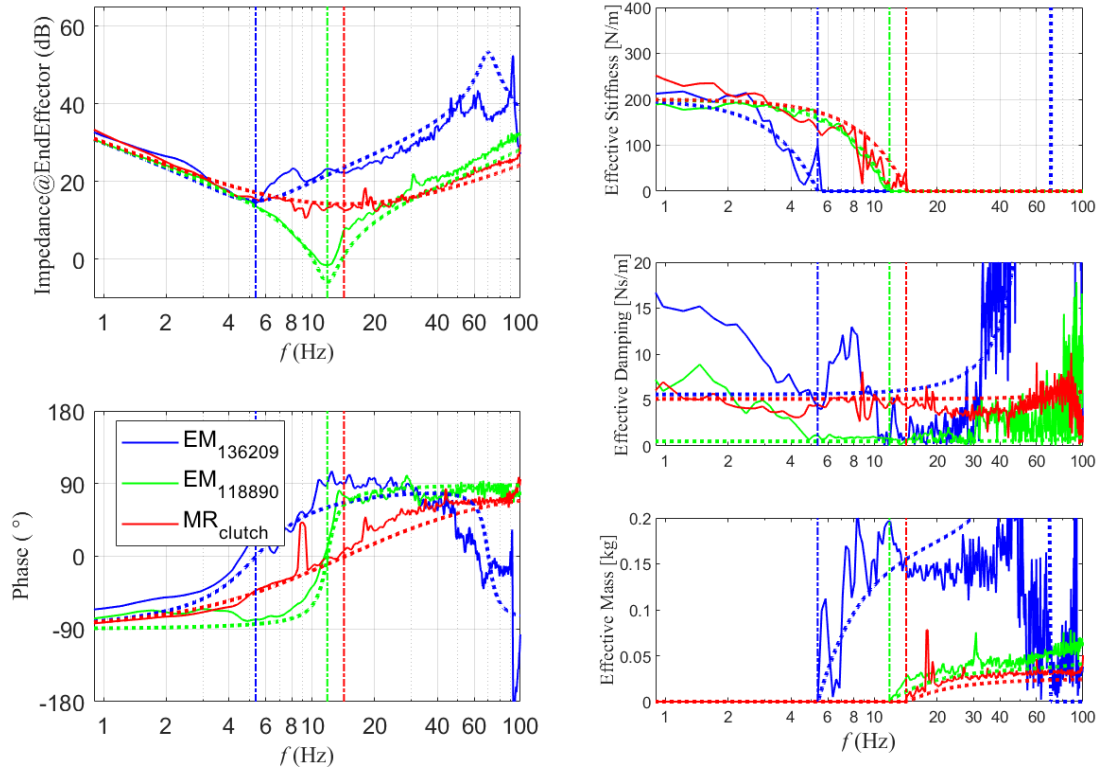


Figure 3.6 : Experimental bode and effective impedance plot of both actuation system rendering a 200 N/m stiffness with 75 mm lever. Full lines are experimental data and dotted lines are the corresponding model predictions.

3.7 Simulation Extrapolation

The rendering area of equivalent EM and MR actuated systems are shown in Figure 3.7. Rendering areas are created by filling the area between the simulated passive impedance and closed-loop performance predictions (as proposed in [12]) of each system when rendering a given VE taking the form of a maximum stiffness K_{max} placed as a bi-lateral centering spring. K_{max} is defined as the maximal stiffness that can be rendered in a given workspace, d , without force saturation using the following equation:

$$K_{max} = \frac{T_{max} * \left(\frac{r_{pulley}}{r_{actuator}} \right) * \left(\frac{1}{l_{lever}} \right)}{d} \quad (4)$$

where T_{max} is the maximum torque of the actuator. A perfect comparison between EM and MR regarding T_{max} is difficult since EM maximal force output is limited by their thermal behavior

while MR clutches maximal torque is limited by magnetic saturation and thermal dissipation due to slip in the MR clutch. Thus, authors have fixed, to the best of their knowledge, the maximal torque criteria between EM and MR systems. T_{max} is determined for EM using manufacturer design guide lines [25] with a 25% duty cycle considering a one minute cycle. T_{max} is thus taken as twice the value of the rated torque of TABLE 1 for EM. Regardless of T_{max} values, tendencies observed in simulations reveal main trends.

Other simulation parameters include a 1 ms pure delay for MR actuators, corroborating experiments and previous results for similar designs [26]. Discretization and sampling time of all systems are considered infinite for simplicity. Finally, another electric motor, *Maxon 136206* with 0.174 Nm rated torque, is introduced to extend the comparison. *Maxon 136206* properties are defined with manufacturer specifications.

Figure 3.7 show the effects of various design parameters on rendering areas and rendering bandwidths. When actuators are actively rendering an impedance, the closed-loop impedances as defined by K_{max} show 2 resonances. The first one is the rendering bandwidth ω_s^* anti-resonance (Figure 3.7c) where the virtual spring (K_{max}) resonates with the two masses (m_1, m_2) moving in solid body motion with the transmission spring (k) not deforming. The second one is the system's resonance where the transmission spring resonates with the two masses not in solid body motion (Figure 3.7b,c). When actuators are turned off and the system is backdriven, the passive impedance curves only show the system resonance. All systems tend to the lever's impedance after their respective system resonances.

Figure 3.7c shows an actuator performance comparison for a same force output. Fixing a design parameter is necessary for a fair comparison of haptic performance of different technologies. Thus, EM and MR actuators are selected to have the same maximal outputted force as a case study. As shown in Figure 3.7c, passive impedance of EM and MR system are differently composed with EM having more mass and MR more damping but have a small contribution to the reflected inertia. Rendering bandwidth of K_{max} can be compared, where MR system has 52.8% more rendering bandwidth than an equal output force EM. However, MR system has ~66% more damping than equivalent EM system, limiting the rendering area.

Actuator gearing and/or scaling is often used to boost output forces. The effect of gearing and scaling on dynamic performance on both EM and MR technologies is exposed on Figure 3.7a and b.

Figure 3.7a shows the effect of actuator gearing on performance. Gearing a MR clutch has a limited impact on overall reflected inertia. 4X gearing increase by 145% the total inertia of the MR system. The effect of 4X gearing increase damping of both system by 1600%, since the grounded damper b_1 comes from the actuator. Initial damping of MR is higher than EM, making 4X geared MR system highly damped. With respect to gearing, each technology is bounded, but not by the same physical phenomenon.

Finally, Figure 3.7b shows the effect of actuator scaling on performance. Scaling a MR clutch has very low impact on overall reflected inertia of the system. 2X scaling increase by 14% the total reflected inertia of MR system. As observed in Figure 3.7b, scaling EM increase rapidly total reflected inertia of the system. Scaling is an overall best option for both EM and MR compared to gearing due to less passive impedance increase in general. However, size or weight requirement could limit the scaling possibilities.

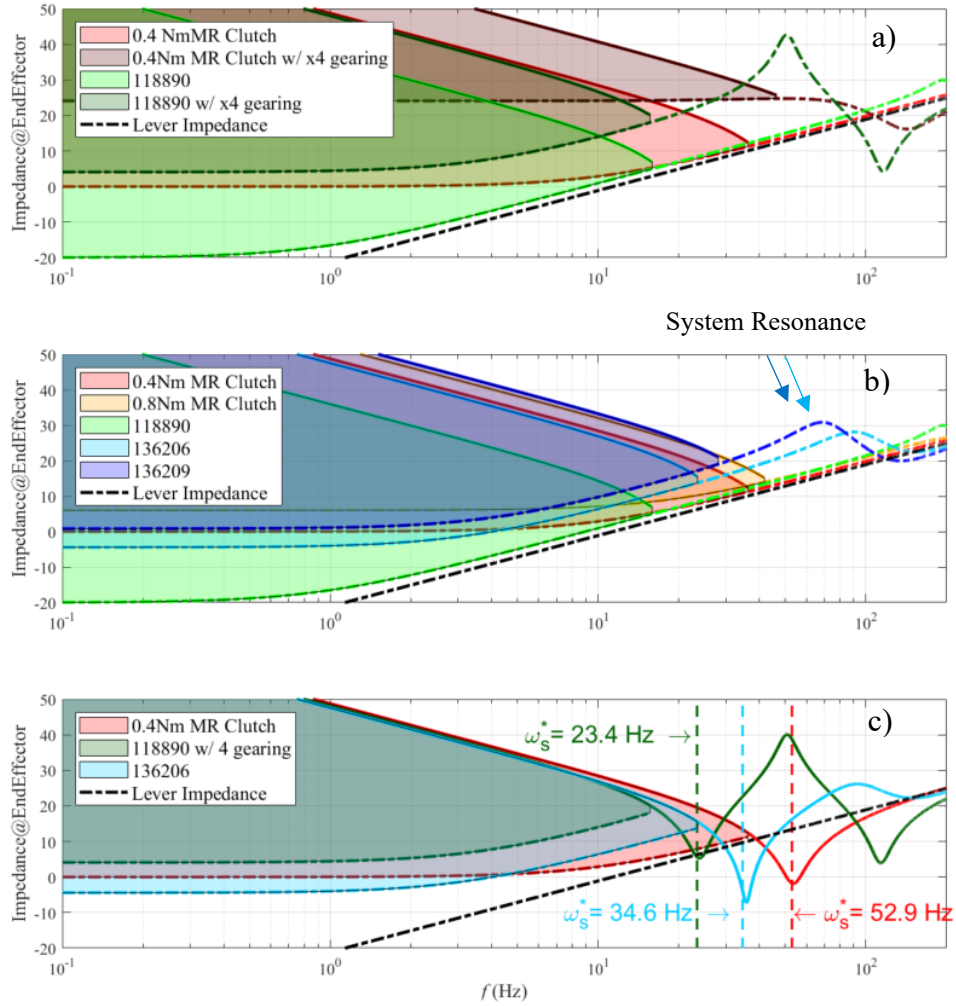


Figure 3.7 : a) Effect of gearing on MR and EM actuation on rendering bandwidth; b) Effect of actuator scaling on rendering bandwidth; c) Comparison of rendering area for a given max force with identified rendering bandwidth of K_{max} . Full lines are closed-loop impedance and dashed lines passive impedance.

Scaling the 136206 EM to 136209 increases actuator reflected inertia thereby lowering the system resonance as observed in Figure 3.7b. Thus, low inertia actuators in haptics have the potential to have high mechanical bandwidth [8] or tolerate low stiffness transmission while keeping good dynamic performance.

3.8 Discussion

Both viscous damping and inertia are proportional to the square of the gearing ratio, making the passive impedances of both systems sensible to gearing. As observed in section 3.7, the passive

impedance of MR system has more damping than EM system and EM system has more reflected inertia than MR system for a same force output capability.

Regarding inertia, systems where actuator inertia is non-negligible compared to the linkage, such as EM 136209, will have considerable increase of reflected inertia when gearing increases, and thus a significant reduction in their rendering bandwidth.

Regarding damping, the total damping will increase rapidly for geared highly damped systems such as MR actuation, increasing free moving forces. Here, software compensation can be considered to reduce passive impedance, by reducing friction. Software compensation such as natural admittance can ensure stability when reducing friction, but can't reduce high levels of physical inertia [27]. Furthermore, MR clutches generate a highly linear damping response across the frequency domain, as observed in Figure 3.5 and Figure 3.6, making it easier for software compensation, even for highly geared system. However, EM actuated systems will be limited by inertia, that is hard to compensate.

Finally, the performance assessment is completed by looking at each technology weights by considering a generic 3 DOF haptic system. In separate works, the test MR clutches used in this work were integrated into a 3-DOF actuation module, see Fig 3.8. The module contains 6 MR clutches, one *Faulhaber 4221 motor*. The complete module weighs ~1000gr with all components and frame. Using the numbers in Table 1, an equivalent 3 DOF EM counterpart using the closest performing motor (*Maxon 136206*) would weigh 2550 gr for the motors only

(no structure or transmission). The MR technology could significantly reduce weights by being about $\sim 2.5X$ lighter.

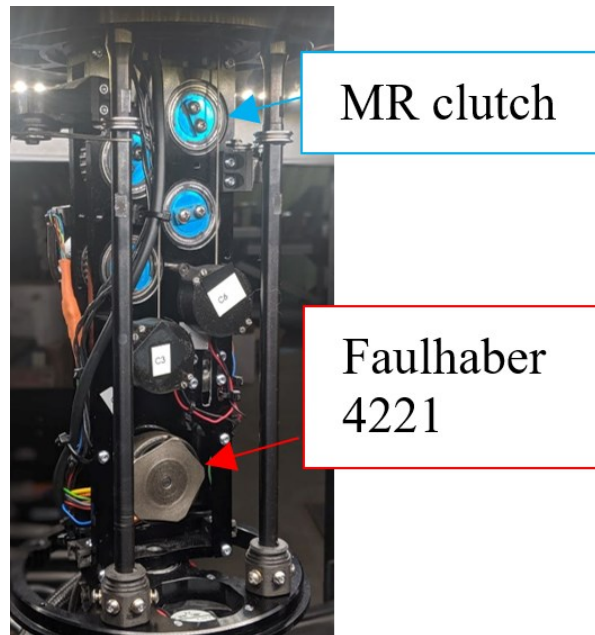


Figure 3.8 : 3-DOF MR module

3.9 Conclusion

This paper addresses and analyze the effect of EM and MR actuators properties in haptic devices and quantified their effect on rendering area and rendering bandwidth of a virtual spring. An analytical model is presented and validated using a haptic lever as a test bench. A drum MR clutch designed to have a good torque-to-inertia ratio is compared to an equivalent motor. Results show that actuators inertia has an influence on overall performance of a haptic device, especially for geared system. For a same output forces, VE rendering bandwidth can be increased (52.9%) with low inertia actuator such as MR actuators. Simulation have shown that low inertia actuator increases rendering bandwidth by reducing overall reflected inertia leading to more realistic VE [20]. A 3-DOF module also shown weight reduction of $\sim 2.5X$ lighter than 3 force equivalent EM. However, the rendering area of MR clutches are limited by their highly damped passive impedance nature.

Future work will explore new MR clutches design and control methods to further reduce passive impedance of MR actuation. Lower inertia can be obtained by reducing drum thickness or using

other architectures (e.g.: disk vs. drums). Furthermore, improved clutch design could significantly reduce overall damping by widening the shear interfaces gaps, using a longer but lower diameter clutch, or by using low viscosity fluids.

4 Conclusion

4.1 Sommaire

L'objectif de ce projet de recherche était de déterminer le potentiel de la technologie des actionneurs magnétorhéologique pour des interfaces haptiques. Plus précisément, est-ce que la technologie des actionneurs magnétorhéologique peut améliorer les performances présentement établies par les moteurs électriques de hautes performances?

Des critères de performances ont été ciblés pour comparer tous les éléments clés quantifiant une interface haptique de haute performance. Un modèle dynamique a été développé pour faire une comparaison des actionneurs magnétorhéologiques aux moteurs électriques. Le modèle dynamique et les résultats analytiques expérimentaux ont été validés à l'aide d'un banc de test expérimental. De plus, les résultats obtenus ont également été démontrés dans lors d'une démonstration d'une interface haptique magnétorhéologique à 3 degrés de liberté développé en partenariat avec l'entreprise Exonetik, illustré à la Figure 4.1.



Figure 4.1 : Interface haptique ayant 3 degrés de liberté utilisant la technologie des fluides magnétorhéologiques développé en partenariat avec l'entreprise Exonetik

Les résultats démontrent la pertinence des actionneurs magnétorhéologique pour des interfaces haptiques. En effet, ces actionneurs permettent d'augmenter la zone supérieure de la zone de génération grâce à la densité de couple des embrayages magnétorhéologique. De plus, pour un

même environnement virtuel, un actionneur magnétorhéologique a 53% plus de bande passante de génération, due à la faible inertie des actionneurs magnétorhéologiques, soit environ 40 fois plus faible qu'un moteur électrique équivalent. Cependant, les actionneurs magnétorhéologique ont une grande source d'amortissement, soit 66% plus élevé qu'un moteur électrique équivalent. Cet amortissement doit être étudié dans le but de la réduire, soit par stratégie de contrôle ou d'optimisation mécanique, dans le but de laisser l'utilisateur libre dans l'espace. Finalement, l'interface haptique magnétorhéologique 3 degrés de liberté, illustrée à la Figure 4.1, démontre également le potentiel de la technologie magnétorhéologique d'être dense en couple. En effet, l'interface haptique 3 degrés de liberté développée à 2,5 fois moins de masse qu'une même interface haptique utilisant des moteurs électriques au couple équivalent.

4.2 Contributions originales

La contribution scientifique principale de ce projet de recherche est de quantifier le potentiel des actionneurs magnétorhéologique dans des interfaces haptiques.

De cette contribution principale sortent les contributions secondaires :

1. **Analyse de l'influence des propriétés des actionneurs sur les performances d'une interface haptique.** Plusieurs analyses de performances des interfaces haptiques existent dans la littérature. Cependant, elles ont toutes une hypothèse similaire, soit de considérer l'actionneur comme parfait. Ce projet de recherche compare et montre l'influence des propriétés des actionneurs (moteur électrique et actionneur magnétorhéologique) sur les performances, et ce, dans plusieurs situations mécaniques (échelle d'actionneur et en variant l'avantage mécanique).
2. **Utilisation d'un modèle à 2 masses sur l'impédance effective.** L'impédance effective est une méthode pour découpler les propriétés d'impédance d'une interface haptique pour y faire une analyse fréquentielle. Cette méthode a seulement été utilisée sur un modèle masse-amortisseur. Ce projet de recherche a initié l'utilisation d'un modèle à 2 masses pour y observer indépendamment la dynamique de l'actionneur sur un contenu fréquentiel.

3. Développement d'une interface haptique magnétorhéologique 3 degrés de liberté.

Pour démontrer la répétabilité des résultats obtenus à l'aide d'un banc de test 1 degré de liberté, la conception et développement d'un algorithme de contrôle d'une interface haptique ayant 3 degrés de liberté a été développé avec l'entreprise partenaire, Exonetik.

4.3 Perspective et travaux futurs

Ce projet de recherche démontre le potentiel des actionneurs magnétorhéologique pour des interfaces haptiques à l'aide d'une méthodologie quantitative pour comparer les performances des actionneurs magnétorhéologiques aux performances des moteurs électriques présentement utilisés dans les interfaces haptiques. Plusieurs aspects peuvent être creusés et explorés pour pousser ce projet de recherche plus loin, soit :

1. **Déterminer une architecture optimale d'actionnement magnétorhéologique pour des interfaces haptiques.** Ce projet de recherche a utilisé une architecture standard pour faire une comparaison, soit un actionneur utilisant un faible avantage mécanique ce qui est retrouvé dans les interfaces haptiques. Or, les actionneurs magnétorhéologiques ont des propriétés différentes d'un moteur électrique, rendant cette architecture non optimale pour un actionneur magnétorhéologique. Ainsi, une optimisation de l'architecture d'actionnement doit être réalisée. Pour y arriver, des spécifications, comme le couple requis, doivent être fixées pour identifier une architecture d'actionnement magnétorhéologique optimisant les performances d'une interface haptique.
2. **Miniaturiser les actionneurs magnétorhéologique.** Ce projet de recherche démontre que les actionneurs magnétorhéologique ont avantage à avoir un faible couple nominal et utiliser un avantage mécanique plus agressif, ce qui est possible grâce à la faible inertie des actionneurs magnétorhéologique. Cependant, l'architecture d'embrayage proposée dans ce projet de recherche peut difficilement être réduit davantage. Ainsi, d'autres architecture mécanique, procédé de fabrication et d'assemblage doivent être identifiés pour minimiser la taille des actionneurs magnétorhéologiques, tout en gardant leur avantage, comme un excellent ratio couple par inertie.

3. **Quantifier les performances thermiques des actionneurs magnétorhéologique.** Ce projet de recherche a comparé des actionneurs magnétorhéologiques à des moteurs électriques. La limitation des moteurs électriques est principalement leurs performances thermiques, qui peuvent être modélisées et quantifiées, pour assurer de ne pas surchauffer le moteur. Cependant, la limitation des actionneurs magnétorhéologiques est un mélange entre les performances thermique et la saturation magnétique de l'embrayage magnétorhéologique. L'embrayage magnétorhéologique a deux sources d'échauffement, soit l'échauffement de l'électro-aimant et le glissement interne de l'embrayage magnétorhéologique. Ces phénomènes n'ont pas été modélisés et il est pertinent de les modéliser dans le but de déterminer la limitation d'un embrayage magnétorhéologique dans une application spécifique et prévenir une usure prématurée du fluide magnétorhéologique.
4. **Réduire la viscosité des actionneurs magnétorhéologique.** Ce projet de recherche a identifié qu'une des limitations des actionneurs MR est leur viscosité. Cette limitation doit être étudiée dans le but de minimiser la viscosité pour réduire l'impédance passive d'un système magnétorhéologique. Des stratégies de contrôle doivent être étudiées pour réduire la viscosité apparente, tout en assurant la passivité du système. Cette approche est prometteuse par le fait que la viscosité des actionneurs magnétorhéologiques a un comportement linéaire, et ce, sous une grande plage de fréquence. On peut également penser à minimiser la viscosité lors de la conception d'un embrayage magnétorhéologique.
5. **Réaliser une étude comparative qualitative.** Le projet de recherche proposé a fait une étude quantitative sur les performances des actionneurs magnétorhéologiques. La littérature scientifique soulève que le gain de performances des actionneurs magnétorhéologiques a le potentiel d'améliorer la qualité des environnements virtuels perçus par un utilisateur. Ainsi, une prochaine étape serait de comparer une interface haptique magnétorhéologique et une interface haptique commerciale et réaliser une étude qualitative sur le gain de perception des actionneurs magnétorhéologiques.

5 REFERENCES

- [1] C.-K. Chui *et al.*, “Haptics in computer-mediated simulation: Training in vertebroplasty surgery,” *Simul. Gaming - Simulat Gaming*, vol. 37, pp. 438–451, Dec. 2006, doi: 10.1177/1046878106291667.
- [2] İ. Selcuk, I. Tatar, and E. Huri, “Cadaveric anatomy and dissection in surgical training,” *Turk. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 16, no. 1, pp. 72–75, Mar. 2019, doi: 10.4274/tjod.galenos.2018.15931.
- [3] A. G. Gallagher *et al.*, “Virtual Reality Simulation for the Operating Room,” *Ann. Surg.*, vol. 241, no. 2, pp. 364–372, Feb. 2005, doi: 10.1097/01.sla.0000151982.85062.80.
- [4] H. Culbertson, S. Schorr, and A. Okamura, “Haptics: The Present and Future of Artificial Touch Sensation,” *Annu. Rev. Control Robot. Auton. Syst.*, vol. 1, May 2018, doi: 10.1146/annurev-control-060117-105043.
- [5] “Challenges of building haptic feedback for surgical robots,” *The Robot Report*, Jul. 18, 2019. <https://www.therobotreport.com/haptic-feedback-design-challenges-surgical-robots/> (accessed Oct. 02, 2020).
- [6] T. H. Massie and J. K. Salisbury, “The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects,” *DSC-Vol*, vol. 1, pp. 55–1, 1994.
- [7] K. Hema Latha, P. Usha Sri, and N. Seetharamaiah, “Design and Manufacturing Aspects of Magneto-rheological Fluid (MRF) Clutch,” *Mater. Today Proc.*, vol. 4, no. 2, Part A, pp. 1525–1534, Jan. 2017, doi: 10.1016/j.matpr.2017.01.175.
- [8] J. Viau, P. Chouinard, J.-P. L. Bigué, G. Julió, F. Michaud, and J.-S. Plante, “Tendon-Driven Manipulator Actuated by Magnetorheological Clutches Exhibiting Both High-Power and Soft Motion Capabilities,” *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 22, no. 1, pp. 561–571, Feb. 2017, doi: 10.1109/TMECH.2016.2605379.
- [9] V. Z. Pérez Ariza and M. Santís-Chaves, “HAPTIC INTERFACES: KINESTHETIC VS. TACTILE SYSTEMS,” *Rev. EIA*, no. 26, pp. 13–29, Dec. 2016.
- [10] S. Salcudean, “Control for teleoperation and haptic interfaces,” 2006, pp. 51–66.
- [11] N. Hogan, “Impedance Control: An Approach to Manipulation,” in *1984 American Control Conference*, Jun. 1984, pp. 304–313, doi: 10.23919/ACC.1984.4788393.
- [12] N. Colonnese, A. F. Siu, C. M. Abbott, and A. M. Okamura, “Rendered and Characterized Closed-Loop Accuracy of Impedance-Type Haptic Displays,” *IEEE Trans. Haptics*, vol. 8, no. 4, pp. 434–446, Oct. 2015, doi: 10.1109/TOH.2015.2457438.
- [13] Abbott, Jake and Okamura, Allison, “A Sufficient Condition for Passive Virtual Walls With Quantization Effects,” presented at the ASME 2004 International Mechanical Engineering Congress and Exposition, 2004, doi: 10.1115/IMECE2004-59805.
- [14] N. Diolaiti, G. Niemeyer, F. Barbagli, and J. K. Salisbury, “Stability of Haptic Rendering: Discretization, Quantization, Time Delay, and Coulomb Effects,” *IEEE Trans. Robot.*, vol. 22, no. 2, pp. 256–268, Apr. 2006, doi: 10.1109/TRO.2005.862487.
- [15] J. E. Colgate and J. M. Brown, “Factors affecting the Z-Width of a haptic display,” in *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 1994, pp. 3205–3210 vol.4, doi: 10.1109/ROBOT.1994.351077.
- [16] K. J. Kuchenbecker, J. Fiene, and G. Niemeyer, “Improving contact realism through event-based haptic feedback,” *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.*, vol. 12, no. 2, pp. 219–230, Mar. 2006, doi: 10.1109/TVCG.2006.32.

- [17] J. D. Hwang, M. D. Williams, and G. Niemeyer, "Toward event-based haptics: rendering contact using open-loop force pulses," in *12th International Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, 2004. HAPTICS '04. Proceedings.*, Mar. 2004, pp. 24–31, doi: 10.1109/HAPTIC.2004.1287174.
- [18] G. A. Pratt and M. M. Williamson, "Series elastic actuators," in *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*, Aug. 1995, vol. 1, pp. 399–406 vol.1, doi: 10.1109/IROS.1995.525827.
- [19] E. Basafa, M. Sheikholeslami, A. Mirbagheri, F. Farahmand, and G. Vossoughi, "Design and implementation of series elastic actuators for a haptic laparoscopic device," *2009 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2009, doi: 10.1109/IEMBS.2009.5332616.
- [20] E. Treadway and R. B. Gillespie, "The impact of high-frequency haptic device behavior on perception," in *2018 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, Mar. 2018, pp. 52–57, doi: 10.1109/HAPTICS.2018.8357152.
- [21] "Rate-hardness: A new performance metric for haptic interfaces | Request PDF," *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol. 16, no. 4, pp. 357–371, Aug. 2000, doi: 10.1109/70.864228.
- [22] P. O. The, M. C. Çavuşoğlu, D. Feygin, and F. Tendick, "A Critical Study of the Mechanical and Electrical," *Presence*, vol. 11, pp. 555–568, 2002.
- [23] A. S. Shafer and M. R. Kermani, "Design and validation of a Magneto-Rheological clutch for practical control applications in human-friendly manipulation," in *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2011, pp. 4266–4271, doi: 10.1109/ICRA.2011.5980258.
- [24] "Design and Performance Evaluation of a Prototype MRF-Based Haptic Interface for Medical Applications," *IEEEASME Trans. Mechatron.*, vol. 21, no. 1, pp. 110–121, Feb. 2016, doi: 10.1109/TMECH.2015.2429140.
- [25] Maxon, "DC-EC-Key-Information-14-EN-42-50." Accessed: Jan. 22, 2021. [Online]. Available: https://www.maxongroup.com/medias/sys_master/root/8815460712478/DC-EC-Key-Information-14-EN-42-50.pdf?attachment=true.
- [26] P. Chouinard, M. Denninger, and J.-S. Plante, "Reliable and lightweight primary flight control actuation using magneto-rheological clutches in slippage," in *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2015, pp. 213–219, doi: 10.1109/ICRA.2015.7139002.
- [27] S. P. Buerger and N. Hogan, "Novel Actuation Methods for High Force Haptics," 2010, doi: 10.5772/8702.